

CÉSAR AUGUSTO PAES HÜBBE

Influência da fotoativação, através de diferentes opacidades de um sistema cerâmico, na resistência flexural de um cimento resinoso dual.

Florianópolis
2005

CÉSAR AUGUSTO PAES HÜBBE

Influência da fotoativação, através de diferentes opacidades de um sistema cerâmico, na resistência flexural de um cimento resinoso dual.

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia Universidade Federal de Santa Catarina, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia - Área de Concentração: Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Hamilton Pires Maia

Florianópolis
2005

H876i Hübbe, César Augusto Paes

Influência da fotoativação, através de diferentes opacidades de um sistema cerâmico, na resistência flexural de um cimento resinoso dual / César Augusto Paes Hübbe; orientador Hamilton Pires Maia.– Florianópolis, 2005.
79f.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Santa Catarina. Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Odontologia - Opção Materiais Dentários.

1. Cimentos de resina- análise. 2. Porcelana dentária. 3. Materiais dentários. I. Maia, Hamilton Pires. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU615.46

Catálogo na fonte por: Vera Ingrid Hobold Sovernigo CRB-14/009

Dedico este trabalho:

À minha esposa Roberta, por ser tudo que eu tenho de mais sagrado.

Aos meus pais César e Glória, motivos da minha existência.

Aos meus pais adotivos, Francisco e Lúcia, pela grandeza de espírito.

Ser feliz...

___ O fim deste trabalho faz parte da minha **introdução** na vida afetiva, abandonando a procura por bens **materiais** e abolindo **métodos** escravizantes.

___ Os **resultados** destes 30 anos de estudos e testes *in vivo*, mostraram caminhos com diferenças estatisticamente significativas.

___ **Discussão**, algo constante na minha antiga família, já não cabe mais no presente, aonde finalmente cheguei à **conclusão**,

de que só depende de mim, para eu...

... Ser feliz!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Prof. Dr. Hamilton Pires Maia**, por dedicar-se aos protegidos, orientando-nos, na decisão a ser tomada, em cada fase essencial do mestrado. Exigente!

Ao **Prof. Dr. Luiz Henrique Maykot Prates**, professor dedicado, metódico, calmo e muito interessado no processo de aprendizagem. Compenetrado!

Ao **Prof. Dr. Marcelo Carvalho Chain**, pessoa extremamente prática, agradável, disposta a colaborar e de imediato, discurso contundente, com visão, excelente, tanto como professor quanto como cirurgião-dentista. Exemplo de profissional!

A todos os mestrandos com os quais tive contato contato, sobretudo aos de Materiais Dentários, cada qual com sua peculiaridade, **Márcia** - velocidade, **Fabiane** – companhia, **João** – seriedade / diversão , **Lauro** –humildade (e prestativo) e **Carla** – tranquilidade! Pessoas que, embora totalmente diferentes, sempre chegavam a um consenso, e o maior deles, a unanimidade de que a turma era muito boa !!!

AGRADECIMENTOS

À secretária **Ana Maria Frandalozo** pela descontração.

Ao funcionário do Laboratório de pesquisa, **Sr. Lauro**, por sua discrição e simplicidade.

Às **bibliotecárias** que ensinaram o B-A-BÁ da pesquisa na Internet, Comute e acervo da BU-UFSC.

Ao professor **Mauro Caldeira de Andrada**, pelo auxílio parcial financeiro aos alunos como Coordenador da Pós-Graduação.

Aos laboratórios, **Labordent** e **Prothexis**, por confeccionarem os obstáculos das pesquisas e pela precisão dos detalhes.

Ao professor **Gabriel Josué**, do YAZIGI, que ainda não o conheço, mas ajudou no Inglês quando eu mais precisava.

Aos professores de Química da UNISUL, **Gilson Rocha Reinaldo** e **Jair Juarez João**, por solucionar dúvidas sempre com prontidão.

Ao coordenador Prof. Dr. Naudi B. May e aos professores, colegas de sala de aula da UNISUL, em especial **Romualdo Caldeira de Andrada** e **Humberto Nesi**, por

manterem o andamento do curso nestes anos letivos, disponibilizando mudanças de horários e calendário acadêmico em conformidade com este mestrado.

Ao professor **Gilberto Arcari** e principalmente o Professor **Fábio Andretti**, por permitir acompanhar suas pesquisas no laboratório e orientar em diversos assuntos, principalmente sobre o teste de microtração.

À professora **Carla Pittoni**, pela espontaneidade de me ajudar com as análises estatísticas dos artigos.

À **todos** que de alguma forma participaram deste trabalho, como os alunos da graduação , o professor da banca, o pessoal do xerox, da formatação, da revisão gramatical, da montagem dos slides...

À **Deus**, maior responsável pela minha caminhada, que me deu forças pra conseguir me desdobrar em 5, que guiou por milhares de quilômetros o ônibus da Santo Anjo, meu carro, de meu pai e de meu sogro pela BR – 101 e por me dar oportunidade de experimentar o lado bom e ruim da vida, tendo experiência suficiente para discernir entre o certo e o errado e repassar para meus futuros descendentes.

HÜBBE, César Augusto Paes. **Influência da fotoativação, através de diferentes opacidades de um sistema cerâmico, na resistência flexural de um cimento resinoso dual**. 2005. 80F. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de Concentração Materiais Dentários) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

A transmissão da luz através das coroas de porcelanas pode afetar a polimerização de cimentos resinosos ativados pela luz, e conseqüentemente suas propriedades físicas. Este trabalho permitiu avaliar a influência da fotoativação através de diferentes opacidades de um sistema cerâmico, na resistência flexural de um cimento resinoso dual (Enforce®). A fonte de luz utilizada foi o fotoativador com luz halógena convencional (Curing Light 2500® - 3M) com potência de 500mW/cm². Foram confeccionadas lâminas de cerâmica de espessura de 0,5 mm de In-Ceran® (Spinel, Alumina e Zircônia) como infra-estrutura e uma de cobertura com 1,0 mm (VITADUR®-ALPHA) para serem utilizadas como obstáculos para a fotoativação. A matriz bipartida foi utilizada para confeccionar os corpos-de-prova de cimento com 2 mm de altura, 2 mm de largura e 25 mm de comprimento, os quais foram divididos em 5 grupos: (1) dual sem obstáculo (DSO), (2) dual com Spinel e Vitadur-Alpha (DSV), (3) dual com Alumina e Vitadur-Alpha (DAV), (4) dual com Zircônia e Vitadur-Alpha (DZV), (5) Dual sem fotoativação (AUTO). Os 4 primeiros grupos foram expostos à fotoativação através de seus respectivos obstáculos, nos locais estipulados pela ISO / 4049 e pelo tempo recomendado pelo fabricante, enquanto o grupo AUTO foi protegido da luz. Após 24 horas de armazenagem em água destilada a 37°C, foi realizado o teste de resistência flexural de 3 pontos na máquina universal de testes (Instron, model 4444). Os valores originais, em Megapascals, da resistência flexural do cimento foram submetidos à ANOVA ($\alpha = 0,05$). Não houve diferença estatística entre os grupos com obstáculos de diferentes opacidades ($p = 0,2176$). A variação da opacidade, não influenciou na resistência flexural do cimento Enforce após 24 horas de armazenamento.

Palavras-chave: cimentos dentários, porcelana dentária, materiais dentários.

HÜBBE, César Augusto Paes. **Influence of light-activation through different opacities of a ceramic system on the flexural strength of dual resin cement.** 2005. 80p. Dissertation (Master of Science, Dental Materials) – Federal University of Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

Light transmission through ceramic crowns can affect the polymerization of light-activated resin luting agents and their physical properties. This work was aimed to determine the effect of light-activation through different ceramic opacities on the flexural strength of a dual resin luting cement (Enforce®, Dentsply). In-Ceram® (Spinell, Alumina e Zirconia) 0.5mm thickness ceramic wafers were fabricated simulating a framework. Additional 1.0mm thickness wafers made of feldspathic porcelain (Vitadur® Alpha, Vita) to simulate an opaque obstacle as the veneering material were fabricated. The resin cement flexural strength specimens were prepared (25mm length x 2mm width x 2mm thickness) using a stainless steel split mould according to ISO 4049:2000 recommendations, measured with a digital caliper and randomly assigned to 5 groups (n=12): Group (1) dual polymerization without obstacle (DWO), Group (2) dual polymerization with In-Ceram Spinell and Vitadur-Alpha obstacle (DSV), Group (3) dual polymerization with In-Ceram Alumina and Vitadur-Alpha obstacle (DAV), Group (4) dual polymerization with In-Ceram Zirconia and Vitadur-Alpha obstacle (DZV), and Group (5) without light-activation (AUTO). A quartz-tungsten-halogen light source was used for curing the resin cement specimens (Curing Light 2500, 3M). The specimens of Group AUTO were protected from light, and the other specimens were exposed to the light source through their respective obstacles. The light-activation was made with the specimens in place (into the mold), according with ISO 4049 and the manufacturer's recommendations. The specimens were stored for 24 hours in distilled water at 37°C and the 3-point flexural strength test was performed in a Universal Testing Machine (Instron, model 4444) at 0.75mm/min crosshead speed. The flexural strength values (MPa) were submitted to one-way ANOVA ($p=0.05$). There were no significant differences between different opacities for flexural strength ($p=0.2176$). The intensity of light transmitted through different opacities did not influence the flexural strength of the resin cement tested after 24-hour storage.

Key-words: dental cements, dental porcelain, dental materials.

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO..... | 09 |
| 2 ARTIGO..... | 19 |
| 2.1 Versão em português..... | 19 |
| 2.2 Versão em inglês..... | 45 |
| REFERÊNCIAS..... | 70 |
| APÊNDICES..... | 76 |
| A – Fotografias..... | 77 |
| B – Relação dos trabalhos realizados durante o mestrado (2004-2005) | 79 |

1 INTRODUÇÃO

O procedimento restaurador protético apresenta-se com muitas subfases seqüenciais e interdependentes que podem resultar num somatório de erros de efeito cascata. Partindo deste princípio, e de que a última etapa da restauração protética é a instalação e cimentação da peça, esta pode comprometer todo o trabalho.

O próprio material constituinte da prótese pode interferir na polimerização do cimento resinoso, criando um obstáculo à passagem da luz, de acordo com a intensidade da cor, a espessura e a opacidade.

O desempenho clínico de agentes cimentantes depende de suas propriedades. O fosfato de zinco foi por muito tempo o mais popular agente de união para a cimentação de restaurações indiretas (FRAGA; LUCA-FRAGA; PIMENTA, 2000). Os compósitos se tornaram internacionalmente populares (YEARN, 1985) e o desenvolvimento dos cimentos resinosos permitiu a cimentação estética de peças protéticas, bem como obter melhores propriedades mecânicas e menor solubilidade (HOFFMANN et al., 2001; FRAGA; LUCA-FRAGA; PIMENTA, 2000). O cimento resinoso se desenvolveu tanto que alcançou uma modalidade de tratamento que jamais seria alcançada pelos cimentos convencionais (EI-MOWAFY, 2001).

O cimento resinoso tem vantagens distintas por exibir baixa solubilidade, potencial para reduzir microinfiltração e seqüelas associadas (DONG et al., 2003). El-Mowafy (2004) afirma que o uso destes cimentos pode inclusive, salvar coroas e próteses fixas quando estas são deslocadas por falta de retenção na forma do

preparo. Os resultados de Rosentritt et al. (2004) reforçam a diferença positiva para o cimento resinoso, mostrando em seus resultados a boa integridade marginal e a baixa microinfiltração.

Seu uso atual inclui cimentação de braquetes ortodônticos, férulas periodontais, prótese unitária fixa, facetas de porcelanas, pinos e inlays não metálicos, onlays e próteses parciais fixas. (SANTOS Jr et al., 2004).

A carência em estética, e problemas como a corrosão e a falta de biocompatibilidade de alguns metais poderiam ser contornados com as restaurações fabricadas exclusivamente com materiais cerâmicos. No entanto, outro problema foi encontrado na falta de resistência mecânica adequada. Com as massas de cerâmicas com infiltração de vidro (In-Ceram), dispôs-se de uma tecnologia que pode solucionar tal situação permitindo assim a substituição das metalo-cerâmicas. Esta cerâmica de óxido de alumínio é sinterizada mediante a uma agregação de grânulos muito compactos e depois sofre infiltração por vidro. Graças à elevada resistência, além das coroas anteriores e posteriores, também se pode confeccionar pontes, inlays e onlays. Posteriormente a esta nova modalidade de restauração (Alumina), surgiram duas novas massas cerâmicas de infiltração modificada: uma mais estética e frágil (Spinell) e outra mais reforçada e opaca (Zirconia), reforçada com óxido de zircônia (HÜLS, 1995).

Os cimentos resinosos são usualmente compósitos do tipo híbrido e formado com Bis-GMA. Normalmente, a cura é iniciada por luz visível com comprimento de onda de 400 – 500 nm (JUNG et al, 2001).

Ozyesil, Usumez e Gunduz (2004), pesquisaram a eficiência da fonte de luz para polimerização de cimento resinoso fotopolimerizável e de dupla-cura através de

restaurações cerâmicas simuladas. Como fonte de luz utilizaram a halógena convencional, arco de plasma e uma luz halógena de alta intensidade para fotopolimerizar o cimento Variolink II com e sem catalisador, sendo que um disco de porcelana de 5 mm de diâmetro, por 2 mm de altura, foi utilizado como obstáculo entre a luz e o compósito. A polimerização foi quantificada através de um espectroscópio infravermelho e como resultado obtiveram valores com grau de conversão variados de acordo com o tipo de fonte de luz, tipo de polimerização, e tempo de exposição. Jung et al. (2001) avaliaram 3 diferentes métodos de polimerização por luz através de restaurações cerâmicas e observaram que a profundidade de cura foi sempre maior na luz halógena do que nos outros métodos testados.

A seleção do tipo de cimento resinoso está baseada na sua intenção de uso. Estes podem ser utilizados para cimentação de peças metálicas quando há necessidade de maximizar a retenção. Este tipo de restauração impede a passagem da luz (totalmente opaco) e por isto requer uso de um cimento quimicamente ativado (autopolimerizável – 1º cimento resinoso a ser desenvolvido). Quando comparados a estes cimentos, produtos polimerizados pela luz oferecem a vantagem de extensão do tempo de trabalho e melhoram a estabilidade de cor (fotopolimerizável – 2º a ser criado). No entanto, o uso de cimentos polimerizados apenas pela luz está limitado a situações como cimentações de facetas ou inlays rasos, onde a espessura, cor e opacidade da restauração, não afetam a habilidade de cura pela luz. Os cimentos resinosos com dupla-cura (dual – 3º a ser criado) são indicados quando o material opaco pode inibir energia de luz suficiente para ser transmitida ao cimento. Nestas situações, o alcance da intensidade de luz ao cimento pode ser suficiente para iniciar

o processo da polimerização, mas um catalisador autopolimerizável é necessário para assegurar a cura máxima (CAUGHAN; CHAN; RUEGGGBERG, 2001).

As pesquisas têm mostrado que cimentos polimerizados por dupla-cura estão na dependência da luz (HASEGAVA; BOYER; CHAN, 1991; WARREN, 1990; DARR; JACOBSEN, 1995; SANTOS Jr et al., 2004). Alguns cimentos duais na ausência da luz não têm consistência adequada para o teste nos primeiros minutos. Como conclusão de testes realizados em diversos tempos (minutos, horas, 1 dia, 1 semana) , pode-se afirmar que os testes realizados após 24 horas de armazenagem mostram consistência adequada e maior estabilização da polimerização (FONSECA; CRUZ; ADABO, 2004; CHAN; BOYER, 1989; DARR; JACOBSEN, 1995).

A conversão de polimerização (cura) depende da composição e da quantidade de radicais livres para a polimerização ser gerada (DONG et al., 2003). Pires et al. (1993), De Wald e Ferracane (1987) e Arikawa et al. (2004), estudaram a polimerização de compósitos variando a intensidade e a distância da fonte de luz e chegaram a conclusão de que a maior ou menor polimerização está relacionada a estes aspectos. Os fatores que afetam a cura de compósitos ativados pela luz visíveis estão divididos em 3 grupos: (1) Variação da formulação de composição (bis-GMA, UDMA, presença de catalisador...); (2) Variação da incidência de luz (comprimento de onda, intensidade da fonte de luz...); (3) Variação do profissional (tempo de irradiação, distância de irradiação...) (Yearn, 1985).

Os estudos têm demonstrado que as propriedades mecânicas se correlacionam bem com o grau de conversão (DARR e JACOBSEN, 1995). Os cimentos resinosos duais têm sido estudados em termos de dureza e grau de conversão alcançado com diferentes modos de cura (BRAGA; CESAR; GONZAGA,

2002). De Wald e Ferracane (1987) tiveram como objetivo em seu estudo, comparar diferentes técnicas, *in vitro*, para determinar a profundidade de cura de 3 diferentes classes de compósitos ativados pela luz. O trabalho foi dividido em 2 partes: na primeira, 5 moldes de alumínio com 5 mm de diâmetro foram preenchidos com compósitos. A altura de compósito variou de 1 a 5 mm de altura com intervalos de 1 mm. A exposição à luz foi de 40 segundos à uma distância de 1 mm. O grau de conversão foi examinado por espectrômetro infravermelho antes e depois da polimerização, usando o anel aromático do monômero como referência e calculada com uma técnica padronizada, já previamente empregada por um dos autores (Ferracane). Na segunda, foi testada a dureza de discos de compósitos de 5 por 5 mm de altura e diâmetro, expostos à luz por 40 segundos. Cada corpo-de-prova foi dividido ao meio longitudinalmente e examinadas no estéreo microscópio, demarcando o material curado e o não curado e a dureza foi determinada nas profundidades de 1 a 5 mm, a cada 1 mm. Deste modo, o grau de conversão foi associado à profundidade de cura determinada pela dureza e pelo microscópio. A correlação entre dureza e profundidade de cura foi significativa. A dureza tem mostrado fornecer resultado de cura (YEARN, 1985).

Existe uma relação direta entre dureza e resistência flexural (DARR, JACOBSEN, 1995). Para se relacionar os resultados a outros estudos de dureza, os valores são convertidos para resistência flexural usando os dados da publicação de Koliniotou e Jacobsen em 1990. Os estudos de Arikawa et al. (2004) mostram em seus resultados a inversa proporcionalidade entre resistência flexural e monômero residual.

A literatura relata o assunto transmissão de luz através de materiais restauradores, comprovando que a luz diminui de acordo com o obstáculo (RASETTO et al., 2004; ARIKAWA et al., 1998; YERAN, 1985; PIRES, 1993; RUEGGERBERG; CAUGHAN; CURTIS Jr, 1994; ARIKAWA et al. 2004; HOFMANN et al. 2001; UCTASLI; HASANREISOGLU; WILSON, 1994). Rueggeberg e Caughman (1993), afirmaram que há um distinto decréscimo na cura do compósito com a atenuação da luz e esta pode ser causada pelas características de absorção da luz pelo material restaurador e pela inabilidade da luz penetrar através da margem gengival.

Brodbelt et al. (1981), estudando a translucidez do esmalte humano, através da passagem de luz de comprimento de onda de 400 a 700 nm por um disco confeccionado de esmalte retirado da vestibular de incisivos superiores, concluíram que este valor está na dependência do comprimento de onda da luz incidida. O coeficiente de transmissão de luz, foi maior quanto maior é o comprimento de onda e aumentou de 0,327 para 0,481/ mm de 425 para 525 nm. A transluminescência é a relativa quantidade de luz transmitida através de um material. Um método de medir esta translucidez é determinando a transmissão total usando um espectrofotômetro. A opacidade ou o seu oposto, a translucidez, pode ser calculada através do coeficiente de transmissão de luz, que é o resultado da divisão da quantidade de luz emitida e a quantidade de luz que passa por um determinado material (BRODBELT et al., 1980), sendo que este está na dependência do comprimento de onda da luz emitida, da espessura do obstáculo e da cor (BRODBELT et al., 1981). Em um estudo feito por Brodbelt, O'Brien e Fan (1981), estudando 5 marcas e 5 cores diferentes de porcelanas, chegaram a conclusão de que as transmissões da luz em

todas as marcas foram estatisticamente diferentes entre si. Todos os coeficientes de transmissão de luz que passavam através dos discos de porcelanas, também foram maiores quanto maior era o comprimento de onda. A natureza opacificante dos óxidos metálicos das porcelanas dentais opacas, permite seu desempenho em camadas de até 0,5 mm para comprimentos de onda de 410 a 700 nm (WOOLSEY; JOHNSON; O'BRIEN, 1984).

O tempo requerido para a exposição de luz está na dependência da luz transmitida através da restauração cerâmica, sendo que o aumento da opacidade e da espessura produz decréscimo estatisticamente significativo na dureza de cimentos resinosos (UCTASLI; HASANREISOGLU; WILSON, 1994).

Barath et al. (2003) realizaram uma análise espectrofotométrica de sistemas de materiais “all-ceram” e suas interações com agentes cimentantes. Usaram para este teste as porcelanas Empress e In-Ceram Alumina, com cimentos de fosfato de zinco, de ionômero de vidro e resinosos e concluíram com os resultados que o sistema Empress é mais translúcido que o sistema In-Ceram e que quando sistemas “all-ceram” são utilizados, as cores escuras são mais opacas que as claras e, portanto, devem ser levadas em consideração.

El-Mowafy e Rubo (2000) estudaram a influência de inlays / onlays de compósito em cimentos resinosos duais através da dureza de 8 marcas comerciais. A cura através dos espaçadores sempre resultou em decréscimo de dureza e para alguns cimentos foi reduzida a metade ou mais, quando 4 ou mais milímetros de obstáculo foi interposto. Resultados semelhantes foram encontrados por Chan e Boyer (1989), De Wald e Ferracane (1987) e Pires et al. (1993). Os autores Blackman, Barghi e Duke, 1990, através de um estudo realizado para analisar a

influência da cerâmica na polimerização de cimentos resinosos ativados por luz, constataram que há melhor cura quando a altura de porcelana interposta é de 1,0mm. Da mesma forma vários outros pesquisadores encontraram diferença significativa somente quando apresentavam mais de 2mm de altura (CHAN; BOYER, 1989; De WALD; FERRACANE, 1987; WARREN, 1990; YEARN, 1985; PIRES et al., 1993; EI-BRADAWY; EI-MOWAFY, 1995; CAUGHAN et al., 2001; HOFMANN et al., 2001). Mesmo quando o tempo de exposição à luz foi maior que o recomendado, não houve bom desempenho para grandes distâncias. (BLACKMAN; BARGHI; DUKE, 1990).

Durante os últimos anos vários pesquisadores têm se preocupado em confrontar a ação do cimento resinoso dual frente à polimerização com e sem luz. (CAUGHAN et al., 2001; FONSECA; CRUZ; ADABO, 2004; HASEGAVA et al., 1991; LINDEN et al., 1991; BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002; DARR; JACOBSEN, 1995; EI-BADRAWY; EI-MOWAFY, 1995; HOFMANN et al., 2001) Linden et al. (1991), em pesquisa com a fotoativação de cimentos resinosos através de porcelana, obtiveram resultados que indicam que a presença de um catalisador químico e tempo de cura prolongado podem ser essenciais para o sucesso clínico. Os pesquisadores Rueggeberg e Caughman (1993), El-Badrawy e El-Mowafy (1995) e Darr e Jacobsen (1995) encontraram melhores resultados para dupla-cura à autopolimerizável. Jung et al. (2001) e Hoffmann et al. (2001) encontraram melhores resultados para dupla-cura em relação à somente fotoativação.

Braga, Cesar e Gonzaga (2002) testaram a resistência flexural, módulo flexural e dureza de 4 cimentos resinosos (Enforce e Variolink II – ação foto / auto / dual, Relyx ARC – auto e dual e C & B autopolimerizável) para um tempo de

armazenamento de 24 horas, todos os cimentos foram similares em relação a resistência flexural para polimerização de dupla cura, com exceção feita ao Relyx ARC que obteve maiores valores.

As pesquisas mostram variação de resultado de acordo com as marcas para um mesmo teste (EI-MOWAFY; RUBO, 2000; RUEGGEBERG; CAUGHAN 1993).

Alguns cimentos resinosos, como o da marca comercial Enforce, não tiveram suas propriedades alteradas em função da polimerização por um obstáculo (EI-MOWAFY; RUBO, 2000) ou por ausência de luz (BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002), ou pela variação do tempo de armazenagem de 1 hora a 7 dias (FONSECA; CRUZ; ADABO, 2004).

O cimento resinoso dual, para cumprir sua proposta de polimerização, deve apresentar bons resultados em testes de propriedades mecânicas que simulam as condições clínicas, como sob restaurações cerâmicas e de compósitos, nas margens de peças protéticas e nos locais onde não há a incidência de luz, como nos metais (CAUGHMAN; CHAN; RUEGGEBERG, 2001).

A proposta deste trabalho foi avaliar o efeito da polimerização através de diferentes opacidades de um sistema cerâmico, na resistência flexural de um cimento resinoso dual.

2 ARTIGO

2.1 VERSÃO EM PORTUGUÊS

Efeito da polimerização, através de diferentes opacidades de um sistema cerâmico, na resistência flexural de um cimento resinoso dual

Hübbe, CAP, Maia, HP

Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis,
Santa Catarina, Brasil.

Autor para correspondência: César Augusto Paes Hübbe

Rua: São José, 399, apto. 901, Centro, Tubarão, SC, Brasil.

CEP: 88701-260

Fone: +55 (0) 48 3632-9060

E-mail: zihubbe@hotmail.com

RESUMO:

Exposição do problema: A fotoativação através das coroas de porcelanas pode afetar o grau de polimerização de cimentos resinosos ativados pela luz, reduzindo suas propriedades mecânicas.

Proposta: O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da polimerização através de diferentes opacidades de um sistema cerâmico, na resistência flexural de um cimento resinoso dual.

Materiais e Métodos: Foram confeccionados obstáculos com espessura de 0,5 mm de cerâmica (In-Ceran[®] Spinnel, Alumina e Zircônia) e 1 com 1,0 mm (VITADUR[®] ALPHA). Os corpos-de-prova (n=60) de cimento (Enforce[®]) com 2 mm de altura, 2 mm de largura e 25 mm de comprimento foram confeccionados segundo a norma da ISO, padrão 4049. Estes foram divididos em 5 grupos: dual sem obstáculo (DSO), dual com Spinnel e Vitadur-Alpha (DSV), dual com Alumina e Vitadur-Alpha (DAV), dual com Zircônia e Vitadur-Alpha (DZV), sem fotoativação (AUTO). O grupo AUTO foi protegido da luz, enquanto os demais foram expostos a fotoativação (Curing Light 2500[®]) através de seus respectivos obstáculos. Depois de armazenados por 24 horas em água destilada a 37°C, foi realizado o teste de resistência flexural de 3 pontos. Os valores originais da resistência flexural do cimento, em megapascal, foram submetidos ao ANOVA de um critério ($\alpha = 0,05$).

Resultados: A média aritmética dos valores originais da resistência flexural de cada grupo foi: (DSO) 100.16, (DSV) 95.97, (DAV) 84.00, (DZV) 88.81 e (AUTO) 88,43. Não houve diferença estatística entre as diversas opacidades, para a resistência flexural ($p= 0,2176$).

Conclusão: A intensidade de luz transmitida através das cerâmicas, não influenciou na resistência flexural do cimento resinoso Enforce após 24 horas de armazenamento.

Implicações clínicas: Esta pesquisa auxilia na escolha do cimento, em relação à polimerização, permitindo conhecer a resistência flexural de um cimento resinoso dual, sob restaurações cerâmicas de In-Ceram, nas margens de peças protéticas e nos locais onde não há a incidência de luz.

INTRODUÇÃO

Nas últimas duas décadas, os procedimentos adesivos têm expandido as indicações de restaurações indiretas e permitiu o desenvolvimento de novas alternativas de tratamento¹. As pesquisas por restaurações biocompatíveis e o aumento na demanda estética resultou no desenvolvimento de novos sistemas de porcelana². Os cimentos resinosos tiveram um aumento na popularidade nos últimos anos³. As facetas de porcelana, inlays e onlays de cerâmica e prótese parcial fixa adesiva tornaram-se opções de tratamento mais previsíveis apenas com o desenvolvimento dos cimentos resinosos⁴.

A polimerização destes cimentos pode ser influenciada pelo material cerâmico posicionado entre a fonte de luz de cura e o compósito⁵. Para contornar esta limitação de cura de cimentos resinosos polimerizados pela luz, os fabricantes lançaram produtos que têm iniciação de polimerização química e induzida pela luz, levando a criação do termo “cimentos resinosos de dupla-cura”. Conceitualmente, o benefício de tal produto é o fato de que a porção do cimento que teve sua iniciação de polimerização com uma baixa intensidade de luz, possa ser polimerizada depois da exposição da luz pela reação química que formou radicais livres⁶.

Os cimentos resinosos de dupla-cura têm sido estudados em termos de dureza e grau de conversão alcançada com diferentes modos de cura. No entanto, pouca ênfase é dada ao método de cura sobre outras propriedades¹. Em 1995, os estudos de Darr e Jacobsen mostraram boa relação entre dureza e resistência flexural para compósitos curados pela luz⁷.

Quando os cimentos resinosos são curados através de compósitos há uma tendência da resistência flexural diminuir de acordo com o aumento do obstáculo⁸, sendo que o grau deste decréscimo varia entre os cimentos⁹.

Com as massas de cerâmicas de infiltração (In Ceram), dispôs-se de uma tecnologia que pode solucionar a falta de resistências das porcelanas puras. Esta cerâmica de óxido de alumínio é sinterizada mediante uma agregação de grânulos muito compactos que sofre infiltração por vidro. Posteriormente a esta nova modalidade de restauração (Alumina), surgiram duas novas massas cerâmicas de infiltração modificada: uma mais estética e frágil (Spinell) e outra mais reforçada e opaca (Zircônia), reforçada com óxido de zircônia¹⁰.

Quanto à transmissão de luz através de materiais restauradores, comprovou-se que a luz diminui de acordo com o obstáculo^{2, 8, 9, 11, 12, 13, 14, 15}. Rueggeberg e Caughman (1993) afirmaram que há um distinto decréscimo na cura do compósito com a atenuação da luz e esta pode ser causada pelas características de absorção da luz pelo material restaurador⁶. Em um estudo feito por Brodbelt, O'Brien e Fan (1981), estudando 5 marcas e 5 cores diferentes de porcelanas, concluiu-se de que a transmissão da luz está na dependência da cor e da espessura e que todas as marcas foram estatisticamente diferentes entre si, quanto a passagem de luz¹⁶. A natureza opacificante dos óxidos metálicos das porcelanas dentais opacas, permite seu desempenho em camadas de até 0,5 mm para comprimentos de onda de 410 a 700 nm¹⁷. Barath (2003) realizaram uma análise espectrofotométrica de sistemas de materiais "all-ceram" e suas interações com agentes cimentantes, usando para isto as porcelanas Empress e In-Ceram Alumina, com cimentos de fosfato de zinco, de ionômero e resinosos. Concluíram com os resultados que o sistema Empress é mais

translúcido que o sistema In-Ceram e que quando sistemas “all-ceram” são utilizados, as cores escuras são menos translúcidas que as claras e por isto as cores devem ser consideradas¹⁸.

Heffernan et al. (2002) pesquisaram a translucidez de 6 sistemas cerâmicos, com 0,5 mm de espessura, e encontraram como resultados, por ordem de decréscimo de translucidez: In-Ceram Spinell, Empress, Procera, Empress 2, In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia¹⁹. Concluíram neste trabalho que para ser clinicamente mais relevante, deveriam utilizar uma espessura mais apropriada. Realizaram então outra pesquisa, agora com obstáculo de 1,5 mm para os mesmos materiais, e aplicaram o glaze. Todos os sistemas tiveram a opacidade diminuída com a aplicação e queima do glaze, exceto o In-Ceram Zircônia. O In-Ceram Spinell continuou menos opaco que o In-Ceram Alumina e este menor que o In-Ceram Zircônia²⁰.

Apesar de alguns cimentos resinosos serem formulados para curar somente por mecanismo de polimerização por luz (1) ou por autopolimerização (2), outros sistemas alegam curar igualmente bem nos 2 modos de polimerização (3). Para os cimentos resinosos serem considerados para “todas as propostas”, os 4 critérios seguintes devem ser encontrados. (1) O material polimerizado por luz nas margens, ser equivalente em conversão para aqueles com dupla-cura nas margens. (2) A conversão do material de dupla-cura aos 3 mm de profundidade ser equivalente ou maior que a conversão do material polimerizado por luz aos 3 mm de profundidade. (3) A conversão do material somente autopolimerizado, terá de ser equivalente, quando a luz é usada em profundidade (3mm); e (4) O material de dupla-cura

exposto à luz nas margens deverá ter conversão similar ao mesmo material em profundidades onde a luz não consegue alcançar²¹.

Em um estudo comparando fotoativação contra dupla ativação ou química de cimentos resinosos em relação à resistência flexural, módulo e dureza de superfície, chegou-se a seguinte conclusão: (1) Para os 5 materiais estudados, a eficiência da ativação química foi observada. (2) A dupla-cura produziu melhores propriedades mecânicas que a fotoativação sozinha. (3) A dupla-cura compensou a irradiação através da porcelana, pelo menos para a maioria dos materiais e parâmetros⁹. Alguns fatores podem afetar a intensidade de luz, tais como o desempenho da unidade de fonte de luz, a distância e a orientação da luz para a superfície do cimento resinoso⁸.

A proposta deste trabalho foi avaliar o efeito da polimerização através de diferentes opacidades de um sistema cerâmico, na resistência flexural de um cimento resinoso dual.

MATERIAIS E MÉTODO

Para avaliar a influência da polimerização através de um sistema cerâmico de diferentes opacidades na resistência flexural de um cimento resinoso dual sob restaurações simuladas, lâminas correspondentes a cor A2 da escala da Vita, de cerâmicas de cobertura Vitadur[®]-Alpha (VITA Zahnfabrik) e de infra-estrutura In-Ceran[®] Spinnel / Alumina / Zircônia (VITA Zahnfabrik) foram preparadas. As 3 opacidades de infra-estrutura usadas neste estudo tinham como dimensões 0,5 mm

de espessura e 10,0 mm de comprimento e largura. O de cobertura apresentava mesma largura e comprimento e espessura de 1,0 mm.

Um cimento resinoso de dupla-cura (Enforce - Dentsply Ind e Com, Rio de Janeiro, Brasil), composto por Bis-GMA e TEGDMA, com 66 % em peso de partículas de preenchimento com partículas de tamanho 1,0 μm , na cor A 2, foi utilizado para confeccionar os corpos-de-prova que foram testados com e sem a ativação pela luz e após fotoativados através de obstáculos cerâmicos.

A fonte de luz utilizada (Curing Light 2500 - 3M) foi do tipo halógena convencional com potência de 500 mW / cm^2 sendo controlada por um radiômetro (Demetron Curing Radiometer Model 100 – Demetron Research Co).

Os corpos-de-prova foram preparados com 25 mm de comprimento x 2 mm de largura e altura, a partir de uma matriz metálica bipartida, de acordo com a norma da ISO padrão 4049:2000 (International Organization for Standardization).

A amostra foi dividida em 5 grupos. Cada grupo foi constituído por 12 corpos-de-prova ($n=12$): (1) dupla-cura sem obstáculo (DSO), (2) dupla-cura com obstáculo de In-Ceram Spinell e Vitadur-Alpha (DSV), (3) dupla-cura com obstáculo de In-Ceram Alumina e Vitadur-Alpha (DAV), (4) dupla-cura com obstáculo de In-Ceram Zircônia e Vitadur-Alpha (DZV), (5) sem fotoativação (AUTO), como está representado na tabela 01.

Após a formação dos grupos foi realizada a confecção dos corpos-de-prova, sendo a matriz posicionada sobre uma tira de poliéster transparente que estava sobre uma placa de vidro. O cimento resinoso, manipulado de acordo com as recomendações do fabricante (15 – 20 segundos), era inserido na matriz. Sobre esta matriz com cimento, era colocada uma outra tira de poliéster que era levemente

pressionada com uma lamínula de vidro de microscopia para escoar o excesso de material.

O próximo passo era fotopolimerizar o cimento de acordo com cada grupo. O grupo DSO, e os grupos com obstáculos cerâmicos, foram polimerizados durante o tempo de 30 segundos recomendado pelo fabricante. A fotoativação dos corpos-de-prova foi realizada também de acordo com a ISO 4049. Cinco partes distintas foram fotoativados a partir do centro da matriz em direção a uma extremidade e, em seguida, à extremidade oposta, sendo que cada parte ativada abrangeu metade da porção anteriormente fotoativada. A ponteira óptica do fotopolimerizador foi movida juntamente com os obstáculos para a fotoativação nas diferentes partes da matriz. Ambos os lados dos corpos-de-prova foram fotopolimerizados por 30 segundos em cada um dos 5 pontos. Após a fotoativação, o corpo-de-prova ainda na matriz, era armazenado em água destilada (em recipientes a prova de luz para evitar maior exposição a luz após a fotopolimerização) a 37°C por 15 minutos. Depois deste período, era separado da matriz, regularizado com lixa de granulação 320 e armazenado novamente, desta vez por 24 horas. Para o grupo AUTO o acesso à luz foi impedido colocando-se lâminas metálicas nos dois lados da matriz. O conjunto matriz / lâminas metálicas era preso com um grampo, aguardava-se o tempo de cura química recomendado pelo fabricante (06minutos) e armazenava-se o conjunto em água destilada a 37°C por 15 minutos. O corpo-de-prova era então separado da matriz, regularizado com lixa de granulação 320 (3M) e armazenado novamente, agora por 24 horas.

Antes do teste, as dimensões do corpo de prova foram aferidas usando um paquímetro digital (Starret, MA, USA) de 0,01 mm de precisão. A resistência flexural

do cimento resinoso foi determinada através do teste de três pontos em uma máquina de ensaios, Instron Universal Test 4444 (Instron Corp, Canton, Mass, EUA). As peças para a realização do teste estavam de acordo com a ISO 4049. Uma das peças era composta por uma base contendo duas barras cilíndricas, paralelas, de 2mm de diâmetro, com distância entre si de 20 mm entre os centros, sobre os quais posicionava-se o corpo-de-prova. Para se mensurar a força aplicada até o momento da fratura do corpo-de-prova, uma outra peça contendo um terceiro cilindro, também medindo 2 mm de espessura, descia a uma velocidade de 0,75 mm/min, encontrando-se com o centro do corpo-de-prova, em um ponto equidistante entre as barras de suporte, até a fratura do cimento do corpo-de-prova.

Os valores da força aplicada eram fornecidos por um painel da máquina de testes e a resistência flexural foi obtida através da seguinte equação: Resistência flexural (MPa) = $3FI / 2bh^2$.

Onde:

F= carga máxima exercida no corpo-de-prova (N)

I = distância entre os suportes (mm)

b = largura do corpo-de-prova (mm)

h = altura do corpo-de-prova (mm)

Para avaliar a resistência flexural, o tratamento estatístico ANOVA de um critério foi aplicado para as 5 situações clínicas. O teste estatístico foi calculado com grau de significância de 5%.

RESULTADOS

Todos os resultados estão expressos em anexo, de acordo com seus respectivos grupos. Os valores originais de resistência flexural, em Megapascals, obtidos na etapa experimental estão na tabela 02. A tabela 03 mostra os valores médios e desvios padrões para a resistência flexural do cimento resinoso dual Enforce para todos os corpos-de-prova considerados nesta pesquisa.

Os resultados foram submetidos à análise estatística e ao teste de variância de um critério (one-way ANOVA) verificando-se que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos DSO, DSV, DAV, DZV e AUTO. Em seguida foi aplicado o teste de homogeneidade de variâncias de Barlett para se verificar se os desvios padrões dos grupos eram semelhantes. Em todas as análises o valor de p foi maior que 0,05 ($p = 0,1331$), indicando que as diferenças entre os desvios padrões não eram significantes.

No entanto, as médias aritméticas da resistência flexural dos grupos testados foram menores nas maiores opacidades. Mesmo sem diferença estatística significativa, os grupos DSO e DSV apresentaram maiores médias de resistência à flexão, em relação aos demais grupos. O grupo AUTO e DZV apresentaram valores das médias de resistência flexural muito próximas entre si.

Segundo a análise estatística realizada, não houve diferença significativa para $p > 0,05$ com relação a influência da opacidade na resistência flexural do cimento Enforce. Desta forma a fotoativação realizada através da peça cerâmica não reduziu de forma estatisticamente significativa os valores de resistência flexural para o cimento resinoso utilizado para este experimento.

DISCUSSÃO

Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa em relação à variação da passagem de luz pela cerâmica, semelhante aos resultados de outras pesquisas, com relação ao cimento resinoso Enforce²². Todos os resultados estão de acordo com a ISO, padrão 4049, que fornece o valor mínimo recomendado após 24 horas, de resistência flexural igual a 50 MPa²³. É preciso ressaltar que estes resultados mostram a realidade in vitro dos grupos em função da opacidade e da passagem de luz através de obstáculos de porcelana de 1,5 mm de espessura com cor correspondente a cor A2 da escala da Vita.

Embora não tenha sido encontrada diferença estatística significativa, as médias aritméticas dos grupos variaram, podendo exercer influência clinicamente, no término, sob restaurações metálicas e sob restaurações cerâmicas.

A luz transmitida através da restauração está na dependência da composição, da espessura e da opacidade da restauração¹⁵, bem como, da fonte de luz e do seu comprimento de onda^{7, 12}. A ativação do cimento resinoso por luz é realizada de 400 a 500 nm pelos fotopolimerizadores, para poder estimular a canforquinona, no entanto para comprimentos de onda maiores, maior é a translucidez da porcelana^{8, 24}. Também está na dependência da incidência de luz em função da intensidade da fonte, além da distância da irradiação e o tempo de exposição^{13, 25}.

A luz diminui de acordo com o obstáculo^{2, 8, 9, 11, 12, 13, 14, 15} e com a profundidade da passagem de luz^{13, 22, 25, 26}, sendo que a dureza do cimento diminui com a redução da passagem de luz. Foi constatada uma correlação entre o grau de conversão e dureza após uma pesquisa na qual se estudou a conversão por um

espectrômetro infravermelho antes e depois da polimerização, usando o anel aromático de monômero como referência e calculada com uma técnica padronizada empregada já previamente pelo mesmo autor²⁵. Alguns trabalhos mostram resultados proporcionais e que revelam o grau de polimerização¹. A dureza pode ainda fornecer o resultado da polimerização através da profundidade de cura¹². O valor da dureza e resistência flexural são semelhantes no quesito polimerização de compósitos e podem inclusive ser convertido através de uma fórmula matemática⁷. Em um estudo realizado em relação à luz atenuada, utilizando filtros de esmalte humano, obteve-se como resultado, que todos os materiais resinosos apresentavam menor resistência à flexão e uma maior quantidade de monômeros residuais, em função da passagem da luz pelo esmalte ^{5, 11}.

Neste trabalho, as médias dos resultados dos grupos DSO foram maiores que AUTO, indicando que a luz influencia na polimerização de cimentos resinosos duais. Na literatura muitos trabalhos concordam com esta afirmação^{7, 15, 21, 27, 28, 29, 30}. Vários fatores podem afetar a polimerização de um compósito, como a composição do material resinoso²⁹ e a quantidade de radicais livres para a polimerização ser gerada⁴. O cimento pode ter suas propriedades alteradas em função da fotoativação de acordo com a sua composição, se microparticulada ou híbrida¹⁵, ou ainda com ou sem catalisador ³¹.

Os teste realizados com compósitos geralmente ofereceram melhores propriedades quando o tempo de armazenagem é de 24 horas²⁶. Alguns cimentos duais na ausência da luz não têm consistência adequada para o teste nos primeiros minutos. Estudos em diversos tempos (minutos, horas, 1 dia, 1 semana), levaram a conclusão de que os testes realizados após 24 horas de armazenagem apresentam

consistência adequada e estabilização da polimerização^{7, 26, 31}. No entanto, para uma pesquisa realizada com 4 cimentos resinosos de dupla-cura, inclusive o Enforce, os cimentos armazenados por 24 horas apresentaram menor dureza do que aos 7 dias³².

Nesta pesquisa o grupo DSO e os grupos com obstáculos cerâmicos mostraram diferença entre as médias e resistência flexural, tendo uma redução acentuada quando a luz passava por porcelanas com indicações para dentes posteriores (DAV e DZV), ou seja, cerâmicas reforçadas.

O sistema In-Ceram é composto por óxidos metálicos, o que justamente compõe os agentes opacificadores das porcelanas²³, sendo um obstáculo que reduz a passagem de luz¹⁵. Este sistema de porcelana pura foi comprovado ser mais opaco que outros sistemas como o Empress¹⁸. Pesquisadores avaliando a polimerização de cimentos resinosos através de porcelanas, por 40 segundos com luz convencional halógena, obtiveram maior dureza do cimento para porcelana do tipo Empress, seguida pela feldspática e por último a infiltrada por vidro³³, ou seja, maior polimerização quanto menor a opacidade. Resultado semelhante foi encontrado utilizando-se as mesmas porcelanas e condições, porém, neste trabalho o grupo da porcelana feldspática obteve menor dureza². Em concordância aos resultados desta pesquisa, avaliando especificamente a influência da opacidade da porcelana na transmissão da luz, os autores de uma pesquisa com porcelanas, confeccionaram 3 obstáculos em forma de discos, com 0,75 mm de espessura, sendo um 100% porcelana opaca, outro com 75 % de porcelana opaca e 25% de porcelana translúcida e o último com 50 % de cada. O resultado foi respectivamente: 48,2 %, 49,5 % e 54,5 % de passagem de luz, não apresentando diferença

estatística significativa¹⁶. Outro estudo também não encontrou diferença estatística quando avaliou a passagem de luz por 3 diferentes espessuras (0.5, 0.75 e 1mm) e 3 diferentes opacidades (25%, 75% e 100%), no qual os autores concluíram que a espessura é um fator mais importante na transmissão da luz através da porcelana do que a opacidade³⁴. Estes resultados provavelmente estão em função da pequena espessura do obstáculo.

Quanto mais espessa é uma restauração, maior sua opacidade. A influência da variação de espessura do obstáculo na polimerização dos cimentos resinosos é extensivamente relatada na literatura, sendo que quanto menor é a espessura, melhor é a polimerização, com consequência nas propriedades mecânicas^{3, 5, 8, 12, 15, 21, 26, 28, 29, 35}. Resultados contrários foram encontrados com relação à espessura em pesquisa que avaliou vários compósitos e cimentos resinosos como, por exemplo, o Enforce, em que sua propriedade não variou em função da espessura da restauração²².

Neste trabalho o grupo AUTO obteve valores próximos dos DAV e DZV, indicando que a ativação química exerceu papel adequado as suas funções, compensando, a perda de luz ocasionada pela porcelana.

Existem vários trabalhos que pesquisaram a qualidade de cimentos resinosos duais quanto à polimerização em função de sua aplicabilidade clínica, confrontando os cimentos de acordo com o modo de ativação^{1, 3, 7, 9, 21, 29, 31, 36}. Um grande número de trabalhos encontrou melhores resultados para a dupla-cura do que para a autocura^{3, 6, 7} sendo que outros pesquisadores encontraram que os de dupla-cura são até melhores que os polimerizados pela luz, em algumas situações de uso^{9, 37}.

Nesta pesquisa os grupos de diferentes opacidades de cerâmica In-Ceram (DSV, DAV e DZV), também não obtiveram diferença estatisticamente significativa entre si, mas, no entanto, o grupo DSV, teve sua média de resistência flexural, a cima dos demais, indicando a possível relevância da luz em relação à composição da cerâmica, de acordo com este comprimento de onda para esta cor.

Em pesquisa com translucidez através de diferentes sistemas de cerâmica pura, com espessura de 0,5 mm, com diferentes composições, o autor obteve resultados com diferença estatisticamente significativa¹⁹.

Outro resultado foi encontrado com diferença estatisticamente significativa para a passagem de luz quanto a cor, já para 1,0 mm de obstáculo em esmalte². Em concordância com estes resultados está a conclusão de um trabalho que pesquisou a transmissão de luz por cores diferentes, variando o comprimento de onda, que afirma que quanto menor é o comprimento de onda da fonte e mais escuro é o obstáculo, menor é a passagem de luz²⁰. Discordando destes resultados, outros pesquisadores têm encontrado que a influência da cor em pequenas espessuras não foi significativa, no entanto em espessuras maiores que 2 mm se mostrou responsável pelo decréscimo na passagem de luz, dureza e resistência flexural^{11, 18,}

26, 36

Os resultados variam de acordo com a marca para um mesmo teste^{6, 22}. É preciso então, adotar um cimento resinoso que já foi testado, para cada situação de uso, para se assegurar a sua cura máxima.

Com os resultados obtidos nesta pesquisa, é recomendável que mais trabalhos sejam realizados, para se confirmar clinicamente os resultados e para que se crie um protocolo clínico entre as marcas comerciais.

CONCLUSÃO

1. A luz não teve influência na resistência do cimento resinoso dual Enforce[®], pois não houve diferença estatisticamente significativa na resistência flexural com a polimerização através de diferentes opacidades de um sistema cerâmico.

REFERÊNCIAS

1. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J. Oral Rehabil* 2002; 29:257-62.
2. Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V. Masri R von FRAUNHOFER, J. A. Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. *J. Prosth Dent* 2004; 91:441-6.
3. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent* 1995; 73:515-24.
4. Dong CCS, McComb D, Anderson JD, Tam LE. Effect of mode of polymerization of bonding agent on shear bond strength of autocured resin composite luting cements. *J Can Dent Assoc* 2003; 69:229-34.
5. Blackman R, Barghi N, Duke. E Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cements. *J. Prosthet Dent* 1990; 63:295-300.
6. Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Operative Dent* 1993; 18:48-55.

7. Darr AH, Jacobsen PH. Conversion of dual cure luting cements. J. Oral Rehab 1995; 22:43-7.
8. Arikawa H, Kanie T, Fuji K, Shinohara N. Bending strength and depth of cure of light-cured composite resins irradiated using filters that simulate enamel. J. Oral Rehab. Kagoshima 2004; 31: 74-80.
9. Hoffmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo activation versus chemical or dual curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. J. Oral Rehabil 2001; 28: 1022-28.
10. Hüls A. Prótese cerâmica livre de metal de In-Ceram: 6 anos de trabalhos clínicos práticos, Fev. 1995. p. 31.
11. Arikawa H, Kanie T, Fuji K, Katsuichiro I. Light transmittance characteristics of light-cured composite resins. Dent Mater, Washington 1998; 14: 405-11.
12. Yearn J A. Int Dent J, Factors affecting cure of visible light activated composites 1985; 35: 218-25.
13. Pires JAF, Cvitko E, Dehehy G E. Swift Jr E J Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. Quintessence Int 1993; 24: 517-21.

14. Rueggeberg FA, Caughan WF, Curtis Jr JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Operative Den* 1994; 19: 26-32.
15. Uctasli S, Hasanreisoglu U, Wilson HI. The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. *J. Oral Rehab* 1994; 21: 566-75.
16. Brodbelt RHW, O'Brien PL, Fan PL. Translucency of dental porcelains. *J Dent Res* 1980; 59: 70-5.
17. Woolsey GD, Johnson WM, O'Brien WJ. Masking power of dental opaque porcelains. *J Dent Res* 1984; 63: 936-9.
18. Barath VS. Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Adv Dent Res* 2003; 17: 55-60.
19. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stamford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic system. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 4-9.

20. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stamford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic system. Part II: Core and veneer materials. J Prosthet Dent 2002; 88: 10-15.
21. Caughman WF, Chan DCN, Rueggeberg FA. Curing potential of dual polymerizable resin cements in stimulated clinical situations. J Prosthet Dent 2001; 85: 479-84.
22. El-Mowafy OM, Rubo MH. Influence of composite inlay/onlay thickness of hardening of dual-cured resin cements. J Can Dent Assoc 2000; 66: 147 a-d.
23. International Organization for Standardization. ISO Standard 4049. Dentistry - Polymer-based filling, restorative and luting materials. Geneva: ISO, 2000.
24. Brodbelt RHW, O'Brien WJ, Fan PL, Frazier-Dib JG, Yu R. Translucency of human dental enamel. J Dent Res 1981; 60: 1749-53.
25. O'Keefe KI, Pease PI, Herrin HK. Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneers samples. J Prosthet Dent 1991; 66: 434-8.
26. De Wald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. J. Den Res 1987; 66: 727-30.

27. Chan KC, Boyer DB. Curing light-activated composite cement through porcelain. *J. Den Res* 1989; 68: 476-80.
28. Santos Jr GC, El-Mowafy O, Rubo JH, Santos MJC. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *J Can Dent Assoc* 2004; 70: 323-8.
29. Warren K. An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thickness of porcelain. *J. Oral Rehab* 1990; 17: 327-34.
30. Hasegawa E A, Boyer DB, Chan DC. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 187-92.
31. Ozyesil AG, Usumez A, Gunduz B. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. *J Prosthet Dent* 2004; 9: 151-7.
32. Fonseca RG, Cruz CAS, Adabo GI. The influence of chemical activation on hardness of dual-curing resin cements. *Braz. Oral Res* 2004; 18: 228-32.
33. Brodbelt RHW, O'Brien PL, Frazer-Dib JG, Yu R. Translucency of human dental enamel. *J Dent Res* 1981; 60: 1749-53.

34. RASETTO FH, DRISCOLL CF, Von FRAUNHOFER JA. Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. J. Prosthodont 2001; 10: 133-9.
35. Dietishi D, Marret N, Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. Dent Mater 2003; 19: 193-500.
36. Linden JJ, Swift Jr EJ, Boyer DB, Davis BK. Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. J. Dent Res 1991; 70: 154-7.
37. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. Clin Oral Invest 2001; 5: 156-61.

ANEXO

FIGURA:

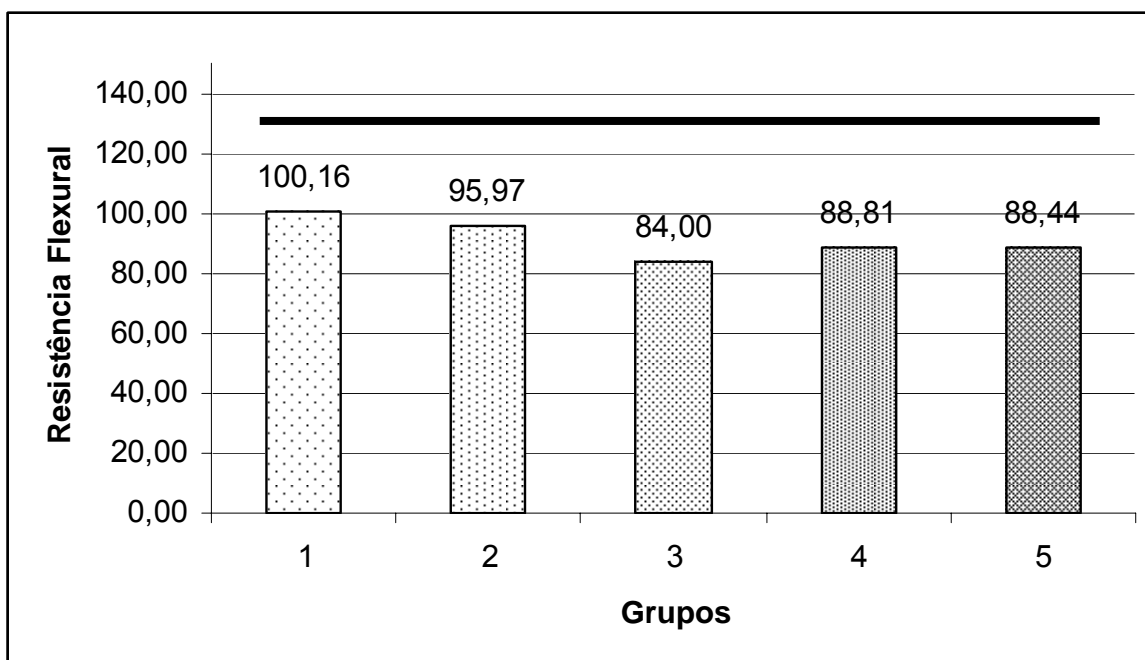


Fig. 1. Representação gráfica da comparação entre os valores médios de resistência flexural dos grupos experimentais. (Coluna horizontal superior indica similaridade estatística para os grupos abaixo).

TABELAS:

Tabela 01: Denominação, características e número de corpos-de-prova por grupo formado.

| Denominação do grupo | Características do grupo | n |
|---------------------------------|---|----------|
| DSO | Dupla-cura sem obstáculo | 12 |
| DSV | Dupla-cura com obstáculo Spinnel + Vitadur® Alpha | 12 |
| DAV | Dupla-cura com Alumina + Vitadur® Alpha | 12 |
| DZV | Dupla-cura com Zircônia + Vitadur® Alpha | 12 |
| AUTO | Autocura | 12 |

Tabela 02: Valores originais de cada corpo-de-prova por grupo:

| N | DSO | DSV | DAV | DZV | AUTO |
|----------|------------|------------|------------|------------|-------------|
| 1 | 125,63 | 122,25 | 78,75 | 96,375 | 124,50 |
| 2 | 96,75 | 70,13 | 82,13 | 93 | 94,50 |
| 3 | 70,88 | 121,13 | 92,25 | 85,5 | 86,25 |
| 4 | 100,13 | 105,38 | 61,50 | 100,125 | 86,25 |
| 5 | 93,75 | 103,88 | 64,50 | 68,25 | 87,75 |
| 6 | 89,25 | 91,13 | 88,88 | 105,375 | 76,13 |
| 7 | 109,50 | 72,38 | 96,00 | 94,125 | 92,63 |
| 8 | 152,63 | 77,25 | 95,25 | 119,25 | 71,63 |
| 9 | 127,13 | 83,63 | 94,50 | 78,375 | 85,88 |
| 10 | 79,88 | 109,88 | 100,88 | 98,25 | 99,00 |
| 11 | 101,63 | 92,63 | 83,63 | 64,5 | 83,25 |
| 12 | 54,75 | 102,00 | 69,75 | 62,625 | 73,50 |

Tabela 03: Valores das médias aritméticas, desvios padrões e agrupamento estatístico, de acordo com o grupo:

| Grupo | Média | Desvio Padrão | Agrupamento estatístico |
|--------------|--------------|----------------------|------------------------------------|
| DSO | 100,16 | 26,49 | a |
| DSV | 95,97 | 17,75 | a |
| DAV | 84,00 | 13,06 | a |
| DZV | 88,81 | 17,42 | a |
| AUTO | 88,43 | 14,03 | a |

2.2. VERSÃO EM INGLÊS

ABSTRACT

Statement of problem. Inadequate polymerization diminishes the physical properties of composite and compromises material strength. Light transmission through ceramic crowns can affect the polymerization of light-polymerized resin luting agents.

Purpose. The aim of this study was to examine the effect of polymerization through different opacities of ceramic, on flexural strength of a dual resin luting cement .

Material and methods. It was made ceramic obstacles with 0,5 mm thickness (In-Ceran ® Spinnel, Alumina e Zircônia) and 1 with 1,0 mm (VITADUR® ALPHA). The resin cement specimens (Enforce®) (n=60) with 2 mm of height, 2 mm of width and 20 mm of length was made in accordance to ISO, 4049. These specimens were divided in 5 groups: dual without obstacles (DWO), dual with Spinell and Vitadur-Alpha (DSV), dual with Alumina and Vitadur-Alpha (DAV), dual com Zircônia and Vitadur-Alpha (DZV), without photopolymerization (AUTO). Group AUTO was protect from de light, while the others was exposed to photopolymerization (Curing Light 2500®) through their respective obstacles. After stored for 24 hours in distilled watter, at 37°C, it was proceed the 3 points flexural strength test. Flexural strength original values of resin cement, in megapascals, was submit to ANOVA one-way ($\alpha = 0,05$).

Results. Means values of flexural strength for each group was: (DSO) 100.16, (DSV) 95.97, (DAV) 84.00, (DZV) 88.81 and (AUTO) 88,43. There were no significant differences present between different opacities, for flexural strength ($p= 0,2176$).

Conclusion: The intensity of light transmitted through In Ceran ceramics, does not influence flexural strength of Enforce resin cement after 24 hours storage.

Clinical Implications. This research helps in the cement's choice, in accordance with polymerization, allowing to known a resin cement flexural strength, under In-Ceram restoration, in the margins of prosthesis and places that there is no incident light.

INTRODUCTION

In the last two decades, bonding procedures have expanded the indication of indirect restoration and allowed the development of new treatment alternatives (Braga 2001). The search for biocompatible restoration and increasing aesthetic demands has result in the development of numerous all-ceran systems (Rasetto, 2004). Resin–based luting cements have gained increasing popularity in the past few years (El-Badrawy, 1995). Porcelain veneers, ceramic inlays and onlays, and adhesive fixed partial dentures became predictable treatment options only with the development of resin cement (Dong, 1995).

The polymerization of these cements may be influenced by the ceramic material placed between the curing light and the resin (Blackman, 1990). To remedy this limitation in the cure of light-polymerization resin cements, manufactures introduced products that had both chemical and light-induced polymerization initiation. Thus the coin of the term “dual-cure resin cement”. Conceptually, the benefit of such a product is that the portions of the cement that had initially received too low an intensity of light to initiate adequate polymerization would be polymerized after light exposure by the delayed chemical reaction that formed free radicals (Rueggeberg, 1993).

Dual-cured cements have been studied in terms of the hardness or degree of conversion achieved with different curing modes. However, little emphasis is given to the influence of the curing method on other mechanical properties (Braga, 2001). In 1990 studies showed a good correlation between penetration hardness and flexural strength for light cured composites (Darr, 1995).

When resin cements are cured through resin composite spacers there is a tendency for hardness to decrease gradually with increasing thickness of the spacer (ARIKAWA, 2004) and the degree of decrease varied among the cements. (HOFFMAN, 2001).

With ceramic infiltrated by glass (In-Ceram), dentists had possible to resolve poor resistance of all-ceram. This aluminum oxide ceramic is sintered with amount of compact grain, and than, infiltrated by glass. Later this new modality of restoration (Alumina) aroused 2 new ceramics infiltrated by glass: one more esthetic and fragile (Spinell) and another more reinforced and opaque (Zircônia), reinforced by zircônia oxide (HÜLS, 1995).

Transmitted lights through ceramic is reduced dictated by the nature of the restorative materials (RASETTO et al., 2004; ARIKAWA et al., 1998; YERAN, 1985; PIRES, 1993; RUEGGEBERG; CAUGHAN; CURTIS Jr, 1994; ARIKAWA et al 2004; HOFMANN et al. 2001; UCTASLI; HASANREISOGLU; WILSON, 1994). Rueggeberg e Caughman (1993), affirmed exist a distinct decrease in the curing of resin with attenuation of light, and this attenuation may be caused by the light-absorbing characteristics of the restorative material.

In a Research by Brodbelt, O'Brien e Fan (1981), studying 5 color of 5 different commercial porcelains, conclude that transmission of light is dependent on its color and thickness and there were statistically significant differences found among the values of translucence for the porcelains used in their study. The opacifying nature of metal oxides of dental opaque porcelain allows its use in layers of less than 0,05 mm to wavelengths from 410 to 700 nm (WOOLSEY; JOHNSON; O'BRIEN, 1984). Barath et al. (2003), accomplished a spectrophotometric analysis of all-ceramic

materials and their interaction with luting agents, using Empress and In-Ceram Alumina porcelains, with zinc phosphate, glass ionômero and rein cement. Based on results, conclude that Empress is more translucent than In-Ceram Alumina. When All-Ceram systems are used, the darker shades are less translucent than the lighter shades, and therefore the color must be considered.

Heffernan et al (2002), research translucency of six All-Ceramic systems, with 0,5 mm thickness, and found with results, in order of decreasing translucency: In-Ceram Spinell, Empress, Procera, Empress 2, In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia⁴⁰ In the end of this study, concluded for reliable comparisons among systems, specimens should be fabricated at clinically appropriate thickness. So, accomplished another research, now specimens were fabricated with 1,5 mm thickness to the same materials, and applied to the porcelain surface a glaze. A glazing cycle decreased the measured opacity for all materials except the completely opaque In-Ceram Zirconia. In-Ceram Spinell continued less opaque than In-Ceram Alumina and this one, less than In-Ceram Zircônia⁴².

Although some resin cements are formulated to cure by only 1 (light-polymerization) or 2 (autopolymerization) mechanisms, other systems claim to cure equally well in all 3 polymerization modes. To be considered an “all purpose” resin cement, the following 4 criteria should be met: (1) the light-polymerizable material at the margins (light Mylar); is equivalent in conversion to that of the dual-polymerizable material at the margins (dual-Mylar); (2) the conversion of the dual-polymerizable material at 3 mm depth is equal to or greater than the conversion of the light-polymerizable material at 3 mm depth; (3) the conversion of the autopolymerize-only material (dual-no light) is equivalent to that when the light is used at depths (dual-3

mm); and (4) the dual-polymerizable material exposed to light at the margins (dual-Mylar) has similar conversion as the same material at depths where no light can reach (dual-no light) (CAUGHMAN, 2001).

In a study comparing photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness, conclusions that: 1) For the 5 materials of the study the efficiency of the chemical activation was verified. 2) Dual-curing produced better mechanical properties than photo-activation alone. 3) Dual-curing compensated for irradiation through porcelain, at least for most parameters/materials (HOFMANN, 2001).

Some factors can affect the light intensity, such as the performance of light source unit and the distance and orientation of the light from the resin surface (ARIKAWA, 2004).

The purpose of this present investigation was to evaluate the effect of polymerization through different opacities of a ceramic system, on flexural strength of a dual resin cement.

MATERIAL AND METHODS

To evaluate the influence of polymerization through different opacities on flexural strength of a dual resin cement under simulated restorations, wafer (in correspondence shade A 2 Vita's guide color), of overlying ceramic Vitadur[®]-Alpha (VITA Zahnfabrik) and framework of In-Ceran[®] Spinnel / Alumina / Zircônia (VITA Zahnfabrik) were prepared. The 3 framework's opacities used in this study presented

0,5 mm thickness and 10,0 mm width and length. The overlying ceramic was the same width and length and 1,0 mm thickness.

A dual resin cement (Enforce - Dentsply Ind e Com, São Paulo, Brazil), with Bis-GMA e TEGDMA composition, 66% of inorganic fillers content in weight with 1,0 μm particle size, shade A 2, was used to made specimens that were test with and without photoactivation and after photopolymerized trough ceramic's obstacle.

A quartz-tungsten-halogen light source was used (Curing Light 2500 - ESPE, Saint Paul, USA 3M) with 500 mW/cm² power and controlled by a radiometer (Demetron Curing Radiometer Model 100 – Demetron Research Co).

The specimens were prepared (25 mm length x 2 mm width and thickness) using stainless steel split mould (matrix), according ISO 4049:2000 (International Organization for Standardization).

Specimens were divided in 5 groups. Each group was constituted by 12 specimens (n=12): (1) dual without obstacle (DWO), (2) dual with obstacle of In-Ceram Spinell and Vitadur-Alpha (DSV), (3) dual with obstacle of In-Ceram Alumina and Vitadur-Alpha (DAV), (4) dual with obstacle of In-Ceram Zircônia and Vitadur-Alpha (DZV), (5) without photoactivation (AUTO), like presents in table 01.

After groups divided, were made the specimens. The matrix was placed on a polyester strip over a glass slab. The material was prepared in accordance with the manufacturer's instruction and inserted on matrix. The resin cement was covered by a second polyester strip and a glass of microscope slide. A glass microscope slide was used to gently pressed against the matrix to squeeze out the excess of material.

Next step was to photopolymerize the resin cement in accordance of each group. DWO group, and groups with ceramics' obstacles, were polymerized for 30

seconds like manufacture's recommendation. Photo-activation was performed according to ISO 4049. Five different sections was photoactivated from matrix's centre on direction to one extremity, and then, to another. Each section photoactivated half of the last one section activated. The photopolymerizer tip was moved together with obstacles to photoactivated the different section of matrix. Both, on the upper surface of the specimens and the other side were polymerized for 30 seconds in each 5 points of both sides. After polymerization, the specimens, still in the matrix, were stored in distillate watter (in light-proof boxes after the polymerization procedure to avoid further exposure to light), for 15 minutes at 37°C. After that, were separated from matrix and were then polished using P320 grade abrasive paper (3M) and stored again, for 24 hours to this moment. For group AUTO, access to light was blocked putting metal wafers in both sides of matrix. Wafers and matrix combined were locked with clip, wait the chemical cure as manufacture's recommendation, and stored in distilled watter at 37°C for 15 minutes. Specimens were than removed from matrix, regularize with P 320 grade abrasive paper (3M) and stored again, now for 24 hours.

Before tests, specimens' dimensions were checked using a digital caliper (Starret, MA, USA) with 0,01 mm accuracy. Three-point bending flexural test was performed in a universal testing machine (Instron Universal Test 4444 - Instron Corp, Canton, Mass, USA). The apparatus were according to ISO 4049 and consisted essentially of two roads (2 mm in diameter), mounted parallel with 20 mm between centres, where were put the specimen, and a third rod (2 mm in diameter) parallel to and centred between 2 others. A third road descended to the specimen's centre, equidistance bars, at a cross-head speed of 0,75 mm/min until this fracture. The

failure loads were showed in machine's test panel and Flexural strength was calculated using the following formula: $\sigma = 3FI/2bh^2$.

Where:

σ is the flexural strength (MPa),

F is the failure load (N)

l is the distance between the supports (mm)

b is the width specimen (mm)

h is the height of the specimen (mm)

For flexural strength data, for 5 clinical situation, one-way analysis of variance (ANOVA) with a global of significance level of 5%, was used to perform.

RESULTS

All results are expressed in appendage, in accordance with its respective groups. The original flexural strength values, in megapascals, collected in the experimental phase are on Table 02. Table 03 shows the mean values and the standard deviations towards the flexural resistance of Enforce resin cement to all of the specimen considered on this research.

The results were submitted to statistical analysis and the one-way ANOVA variance test by checking that there was no significant difference statistically among the groups DWO, DSV, DAV, DZV and AUTO. Following, the Bartlett's test for homogeneity of variances was used so as to check the standard deviations of similar

groups. In all of the analysis the p-value was higher than 0,05 ($p = 0,1331$), showing that the differences among the standard deviations were not significant.

However, the flexural resistance arithmetic means of the groups testes decreased as opacity increased. Even without any significant statistical difference, the DWO and the DSV groups showed higher bending strength means, in relation to the other groups. The AUTO and the DZV groups showed closer flexural resistance mean values between themselves.

According to the statistical analysis performed, there was no significant difference for $p > 0,05$ regarding the opacity influence on the flexural resistance of the Enforce cement. Thus, the photo-activation performed through the ceramics piece did not reduce, statistically and meaningfully, the flexural resistance for the resin cement used on this experiment.

DISCUSSION:

The results showed there was no difference statistically significant regarding change of the light transmission through ceramics; which corroborates the results of other researches as to the use of Enforce resin cement²². All results also comply with the ISO norm, standard 4049, which provides the minimum value recommended after 24 hours of flexural resistance equals to 50 Mpa²³. It is necessary to stand out that these results show the in vitro reality of the groups regarding the opacity and the light transmission through 1,5 mm thick porcelain obstacles with correspondent color to Vita A2.

Although no significant statistical difference has been found, the arithmetic means of the groups varied, being able to clinically influence on the restored tooth edges, under metal restorations and under ceramic restorations.

The light transmitted through the restoration depends on the composition, the thickness and the opacity of the restoration¹⁵, as well as, the light source and the wavelengths^{7, 12}. The activation of the resin cement through light is performed from 400 to 500 nm by photopolymers so as to stimulate the camphorquinone whereas, the higher the wavelengths the higher the porcelain translucence^{8, 24}. The light transmitted through the restoration, also depends on the light incidence in charge of the source intensity, beyond the irradiation distance and the exposure time^{13, 25}.

The light diminishes according to the obstacle^{2, 8, 9, 11, 12, 13, 14, 15} and the depth of the light transmission^{13, 22, 25, 26}, being that the cement hardness decreases with the reduction of the light transmission. A correlation was found between the degree of conversion and the hardness after a research, which studied the conversion through an infrared spectrometer before and after polymerization by using the monomer aromatic ring as reference and calculated as a standardized technique already used previously by the same author²⁵. Some works show proportional results revealing the efficiency of polymerization¹. The hardness can still provide the polymerization result through the depth of cure¹². The hardness' value and the flexural strength are similar as to the composite polymerization and may inclusively be converted through a mathematics formula⁷. On a study performed regarding the weakened light, by making use of human enamel filters, the results obtained were that all of the resin materials showed a lower resistance to flexion and a higher amount of residual monomers, owing to the light transmission by the enamel^{5, 11}.

In this work, the result averages of the DWO groups were higher than AUTO, pointing that light plays a role in the polymerization of dual resin cements. In the literature many works agree with this assertion^{7, 15, 21, 27, 28, 29, 30}.

Several factors may affect the polymerization of a composite, like the composition of the resinous material²⁹ and the amount of free radicals to generate polymerization⁴. The cement may have its properties changed due to the photo-activation according to its composition, whether microfine or hybrid²⁵, or yet, with or without catalyst³¹.

Tests carried out with composites generally offer better mechanical properties when store time is that of 24 hours²⁶. In the absence of light, some dual cements do not have adequate consistency for testing in the first minutes. Studies regarding various times (minutes, hours, 1 day, 1 week), reached the conclusion that the tests performed after a twenty-four hour storage showed adequate consistency and stabilization of polymerization^{7, 26, 31}. However, on a research carried out with 4 double-cure resinous cements, including the Enforce; the cements stored for 24 hours showed lower hardness than in 7 days³².

In this research, the DWO group and the groups with ceramic obstacles showed difference between the flexural strength means, having a sharp reduction when light was transmitted through the porcelains pointing to the posterior teeth (DAV and DZV), that is, reinforced ceramics.

The In-Ceram system consists of metal oxides, exactly what the opacifying agents of the porcelains are made of²³; being an obstacles that reduces the transmission of light¹⁵. This system of pure porcelain was proven to be more opaque than the other systems like the Empress¹⁸. Researchers while evaluating the

polymerization of resinous cements through the porcelains, for 40 seconds using halogen conventional light, got a bigger cement hardness for the Empress porcelain, followed by the feldspatic and ultimately the one infiltrated by glass³³, that is, the higher the polymerization the lower the opacity. A similar result was found by using the same porcelains and conditions, however, the feldspatic porcelain got a lower hardness in this work². Contrary to these results, specifically evaluating the porcelain opacity influence in light transmission, the authors of a research made up 3 obstacles in form of discs, 0,75 mm thick, being that one of them was 100% opaque porcelain, the other 75% opaque porcelain and 25% translucent porcelain and the last one 50-50%. The result was respectively: 48,2%, 49,5% and 54,5% of light transmission, showing no statistical significant difference¹⁶. Another study also did not find statistical difference when evaluating the light transmission by 3 different thicknesses (0,5, 0,75 and 1 mm) and 3 different opacities (25%, 75% and 100%), which, made the authors conclude that thickness is a more important factor in light transmission through porcelain than through opacity³⁴. These results are probably due to the small thickness of the obstacle.

The thicker the restoration, the higher the opacity. The obstacle thickness variation influence of resinous cement polymerization is extensively reported in the literature, being that, the smaller the thickness, the better the polymerization, with consequences regarding the mechanical properties^{3, 5, 8, 12, 15, 21, 26, 28, 29, 35}. Contrary results were found regarding the thickness being researched which evaluated various composites and resinous cements like, for example, the Enforce, by which, the properties did not change due to the restoration thickness²².

In this work, the AUTO group got values close to those of DAV and DZV, showing that the chemical activation played a key role in relation to its functions, making up for the loss of light created by the porcelain.

A number of works researched the quality of dual resinous cements as to their polymerization because of their clinical use, comparing the cements according to their activation mode^{1, 3, 7, 9, 21, 29, 31, 36}. Various works found better results for the dual-cure rather than the self-cure^{3, 6, 7}, while other researchers found that those of dual-cure are even better than those polymerized by the light in some usage situations^{9, 37}.

In this research, the different In-Ceram ceramic opacity groups (DSV, DAV and DZV), also did not get significant statistical difference among themselves, however, the DSV group, got its flexural strength mean, above all the others; pointing to a possible light relevance towards the ceramic composition, according to this wavelength, for this color.

On translucence research through different systems of pure ceramic, 0,5 mm thick, different compositions; the author got significant statistical difference results¹⁹.

Another result was found with significant statistical difference for the light transmission as to the color, already for a 1,0 mm enamel obstacle². According to these results is the conclusion of a work, which researched the light transmission by different colors, changing the wavelength, and which state that the smaller the source wavelength and darker the obstacle, the smaller is the light transmission²⁰. Disagreeing with these results, other researchers have found that color influence in small thicknesses was not significant, however, in thicknesses higher than 2 mm it demonstrated to be responsible for the decrease in light transmission, hardness and flexural strength^{11, 18, 26, 36}.

The results change according to the brand for the same test^{6, 22}. It is, however, necessary to adopt resinous cement already tested to each usage situation so as to assure its best cure.

With the results gathered in this research, it is advisable that more works be performed in order to clinically corroborate the results and to create a clinical protocol among the commercial brands.

CONCLUSION:

- There was no influence of light on Enforce's strength because there was no significant statistical difference regarding the flexural strength of the Enforce[®] dual resinous cement, with polymerization through different opacities.

REFERENCES

1. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. J. Oral Rehab 2002; 29:257-262.
2. Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R von FRAUNHOFER, J. A. Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. J. Prosthet Dent 2004; 91:441-6.
3. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. J Prosthet Dent 1995; 73:515-524.
4. Dong CCS, McComb D, Anderson JD, Tam LE. Effect of mode of polymerization of bonding agent on shear bond strength of autocured resin composite luting cements. J Can Dent Assoc 2003; 69:229-234.
5. Blackman R, Barghi N, Duke. E Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cements. J. Prosthet Dent 1990; 63:295-300.
6. Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. Operative Den 1993; 18:48-55.

7. Darr AH, Jacobsen PH. Conversion of dual cure luting cements. J. Oral Rehab 1995; 22:43-47.
8. Arikawa H, Kanie T, Fuji K, Shinohara N. Bending strength and depth of cure of light-cured composite resins irradiated using filters that simulate enamel. J. Oral Rehab. Kagoshima 2004; 31: 74-80.
9. Hoffmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo activation versus chemical or dual curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. J. Oral Rehabil 2001; 28: 1022-1028.
10. Hüls A. Prótese cerâmica sem metal de In-Ceram: 6 anos de trabalhos clínicos práticos, Fev. 1995. p. 31.
11. Arikawa H, Kanie T, Fuji K, Katsuichiro I. Light transmittance characteristics of light-cured composite resins. Dent Mater, Washington 1998; 14: 405-411.
12. Yearn J A. Int Dent J, Factors affecting cure of visible light activated composites 1985; 35: 218-225.
13. Pires JAF, Cvitko E, Dehehy G E. Swift Jr E J Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. Quintessence Int 1993; 24: 517-521.

14. Rueggeberg FA, Caughan WF, Curtis Jr JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Operative Den* 1994; 19: 26-32.
15. Uctasli S, Hasanreisoglu U, Wilson HI. The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. *J. Oral Rehab* 1994; 21: 566-575.
16. Brodbelt RHW, O'Brien PL, Fan PL. Translucency of dental porcelains. *J Dent Res* 1980; 59: 70-75.
17. Woolsey GD, Johnson WM, O'Brien WJ. Masking power of dental opaque porcelains. *J Dent Res* 1984; 63: 936-939.
18. Barath VS. Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Adv Dent Res* 2003; 17: 55-60.
19. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stamford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic system. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 4-9.

20. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stamford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic system. Part II: Core and veneer materials. J Prosthet Dent 2002; 88: 10-15.
21. Caughman WF, Chan DCN, Rueggeberg FA. Curing potential of dual polymerizable resin cements in stimulated clinical situations. J Prosthet Dent 2001; 85: 479-484.
22. El-Mowafy OM, Rubo MH. Influence of composite inlay/onlay thickness of hardening of dual-cured resin cements. J Can Dent Assoc 2000; 66: 147 a-d.
23. International Organization for Standardization. ISO Standard 4049. Dentistry - Polymer-based filling, restorative and luting materials. Geneva: ISO, 2000.
24. Brodbelt RHW, O'Brien WJ, Fan PL, Frazier-Dib JG, Yu R. Translucency of human dental enamel. J Dent Res 1981; 60: 17490-1753.
25. O'Keefe KI, Pease PI, Herrin HK. Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneers samples. J Prosthet Dent 199; 66: 434-8.
26. De Wald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. J. Den Res 1987; 66: 727-30.

27. Chan KC, Boyer DB. Curing light-activated composite cement through porcelain. J. Den Res 1989; 68: 476-480.
28. Santos Jr GC, El-Mowafy O, Rubo JH, Santos MJC. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. J Can Dent Assoc 2004; 70: 323-8.
29. Warren K. An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thickness of porcelain. J. Oral Rehab 1990; 17: 327-334.
30. Hasegawa E A, Boyer DB, Chan DC. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. J Prosthet Dent 1991; 66: 187-192.
31. Ozyesil AG, Usumez A, Gunduz B. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. J Prosthet Dent 2004; 9: 151-157.
32. Fonseca RG, Cruz CAS, Adabo GI. The influence of chemical activation on hardness of dual-curing resin cements. Braz. Oral Res 2004; 18: 228-32.
33. Brodbelt RHW, O'Brien PL, Frazer-Dib JG, Yu R. Translucency of human dental enamel. J Dent Res 1981; 60: 1749-1753.

34. Rasetto FH, Driscoll CF, Von Fraunhofer JA. Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. J. Prosthodont 2001; 10: 133-9.
35. Dietishi D, Marret N, Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. Dent Mater 2003; 19: 193-500.
36. Linden JJ, Swift Jr EJ, Boyer DB, Davis BK. Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. J. Dent Res 1991; 70: 154-157.
37. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. Clin Oral Invest 2001; 5: 156-161.

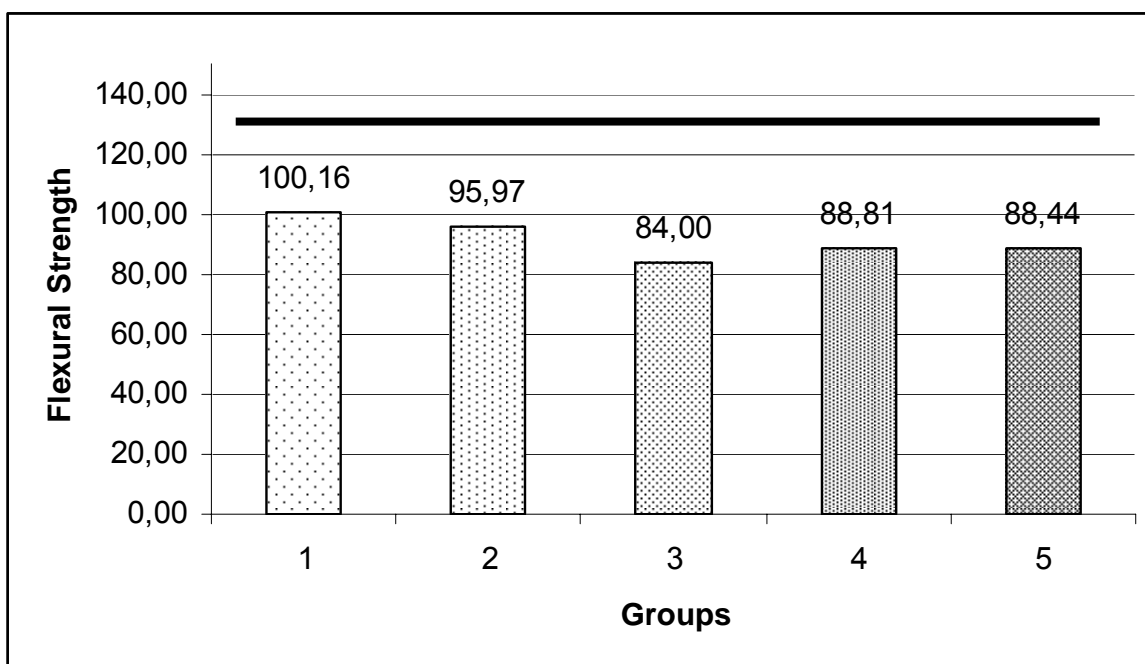
AFFIX**ILLUSTRATIONS**

Fig. 1: Mean flexural strength values for all groups tested. (Columns extending above horizontal line are statistically similar).

TABLES:

Table 01: Description of individual group for each simulate clinical situation.

| Group's shorten name | Description of individual group | n |
|---------------------------------|---|----------|
| DWC | Dual without ceramic | 12 |
| DSV | Dual with Spinnel + Vitadur [®] Alpha | 12 |
| DAV | Dual with Alumina + Vitadur [®] Alpha | 12 |
| DZV | Dual with Zirconia + Vitadur [®] Alpha | 12 |
| AUTO | Autocure | 12 |

Table 02: Individual value for each specimen:

| n | DWC | DSV | DAV | DZV | AUTO |
|----------|------------|------------|------------|------------|-------------|
| 1 | 125,63 | 122,25 | 78,75 | 96,375 | 124,50 |
| 2 | 96,75 | 70,13 | 82,13 | 93 | 94,50 |
| 3 | 70,88 | 121,13 | 92,25 | 85,5 | 86,25 |
| 4 | 100,13 | 105,38 | 61,50 | 100,125 | 86,25 |
| 5 | 93,75 | 103,88 | 64,50 | 68,25 | 87,75 |
| 6 | 89,25 | 91,13 | 88,88 | 105,375 | 76,13 |
| 7 | 109,50 | 72,38 | 96,00 | 94,125 | 92,63 |
| 8 | 152,63 | 77,25 | 95,25 | 119,25 | 71,63 |
| 9 | 127,13 | 83,63 | 94,50 | 78,375 | 85,88 |
| 10 | 79,88 | 109,88 | 100,88 | 98,25 | 99,00 |
| 11 | 101,63 | 92,63 | 83,63 | 64,5 | 83,25 |
| 12 | 54,75 | 102,00 | 69,75 | 62,625 | 73,50 |

Table 03: Media, standard deviations for each group e similarity statistic between groups:

| Group | n | Media | Standard Deviations | Similarity Statistic |
|--------------|----------|--------------|--------------------------------|---------------------------------|
| DWO | 12 | 100,16 | 26,49 | a |
| DSV | 12 | 95,97 | 17,75 | a |
| DAV | 12 | 84,00 | 13,06 | a |
| DZV | 12 | 88,81 | 17,42 | a |
| AUTO | 12 | 88,43 | 14,03 | a |

REFERÊNCIAS

ARIKAWA, H.; KANIE, T.; FUJI, K.; SHINOHARA, N. Bending strength and depth of cure of light-cured composite resins irradiated using filters that simulate enamel. **J. Oral Rehab.** Kagoshima, v. 31, p. 74-80, 2004.

ARIKAWA, H.; KANIE, T.; FUJI, K.; KASTUICHIRO, I. Light transmittance characteristics of light-cured composite resins. **Dent Mat**, Washington, v. 14, p. 405-411, Nov. 1998.

BARATH, V. S. Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. **Adv Dent Res**, 17, p. 55-60, Dec. 2003.

BLACKMAN, R.; BARGHI, N.; DUKE, E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cements. **J. Prosthet Dent.**, v. 63, p. 295-300, 1990.

BRAGA, R.R.; CESAR, P.F.; GONZAGA, C.C. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. **J. Oral Rehabil.**, v.29, n.3, p.257-262, Mar. 2002.

BRODBELT, R. H. W.; O'BRIEN, P. L.; FRAZER-DIB, J. G.; YU, R. Translucency of human dental enamel. **J Dent Res**, v. 60, n. 10, p. 1749-1753, Oct. 1981.

BRODBELT, R. H. W.; O'BRIEN, P. L.; FAN, P. L. Translucency of dental porcelains. **J Dent Res**, v. 59, n. 1, p. 70-75, Jan. 1980.

CAUGHMAN, W. F.; CHAN, D. C. N.; RUEGGERBERG, F. A. Curing potencial of dual polymerizable resin cements is simulateds clinical situations. **J Prosthet Dent**, v. 85, n. 5, p. 479-484, May 2001.

CHAN, K.C.; BOYER, D.B. Curing light-activated composite cement through porcelain. **J. Den Res.**, v. 68, n. 3, p. 476-480, Mar 1989.

DARR, A.H.; JACOBSEN, P.H. Conversion of dual cure luting cements. **J. Oral Rehab.**, v. 22, p. 43-47, 1995.

De WALD, J. P.; FERRACANE, J.L. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. **J. Den Res.**, v. 66, n. 3, p. 727-30, Mar 1987.

DONG, C. C. S.; McCOMB, D.; ANDERSON, J. D.; TAM, L. E. Effect of mode of polymerization of bonding agent on shear bond strenght of autocured resin composite luting cements. **J Can Dent Assoc**, v. 69, n. 4, p. 229-234, Apr. 2003.

EL-BRADRAWY, W. A.; EL-MOWAFY, O. M. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. **J Prosthet Dent**, v. 73, n. 3, p. 515-524, June 1995.

EL-MOWAFY, O.M. The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. **J Can Dent Assoc**, v. 67, n. 2, p. 97-102, Feb 2001.

EL-MOWAFY, O. M.; RUBO, M.H. Influence of composite inlay/onlay thickness of hardening of dual-cured resin cements. **J Can Dent Assoc**, v.66, p.147, Mar 2000.

FONSECA, R.G.; CRUZ, C.A.S.; ADABO, G.L. The influence of chemical activation on hardness of dual-curing resin cements. **Braz. Oral Res.**, v. 18, n. 3, p. 228-32, 2004.

FRAGA, R.C.; LUCA-FRAGA, L.R.L.; PIMENTA, L.A. Physical properties of resinous cements: an in vitro study. **J. Oral Rehab.**, v. 27, p. 1064-1067, 2000.

HASEGAWA, E. A.; BOYER, D. B.; CHAN, D. C. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. **J Prosthet Dent**, v. 66, n. 2, p. 187-192, 1991.

HEFFERNAN, M. J.; AQUILINO, S. A.; DIAZ-ARNOLD, A. M.; HASELTON, D. R.; STAMFORD, C. M.; VARGAS, M. A. Relative translucency of six all-ceramic system. Part I: Core materials. **J Prosthet Dent**, v. 88, n. 1, p. 4-9, July 2002.

HEFFERNAN, M. J.; AQUILINO, S. A.; DIAZ-ARNOLD, A. M.; HASELTON, D. R.; STAMFORD, C. M.; VARGAS, M. A. Relative translucency of six all-ceramic system. Part II: Core and veneer materials. **J Prosthet Dent**, v. 88, n. 1, p. 10-15, July 2002.

HOFFMANN, N.; PAPSTHART, G.; HUGO, B.; KLAIBER, B. Comparison of photo activation versus chemical or dual curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. **J. Oral Rehabil**, v.28, n.11, p.1022-1028, Nov. 2001.

HÜLS, A. **Prótese cerâmica sem metal de In-Ceram: 6 anos de trabalhos clínicos práticos**, Fev. 1995. p. 31.

JUNG, H.; FRIEDL K. H.; HILLER, K. A.; HALLER, A. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. **Clin Oral Invest**, v. 5, p. 156-161, 2001.

LINDEN, J.J; SWIFT Jr, E. J.; BOYER, D.B.; DAVIS, B. K. Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. **J. Dent Res.**, v. 70, n. 2, p. 154-157, Feb 1991.

OZYESIL, A.G.; USUMEZ, A.; GUNDUZ, B. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. **J Prosthet Dent**, v. 91, n. 2, p. 151-157, Feb. 2004.

PIRES, J. A. F.; CVITKO, E.; DEHEHY, G. E.; SWIFT Jr, E. J. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. **Quintessence Int** v. 24, p. 517-521, 1993.

RASETTO, F.H.; DRISCOLL, C. F.; von FRAUNHOFER, J. A. Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. **J. Prosthodont.**, v. 10, n. 3, p. 133-9, 2001.

RASETTO, F.H.; DRISCOLL, C. F.; PRESTIPINO, V.; MASRI, R.; von FRAUNHOFER, J. A. Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. **J. Prosth Dent.**, v. 91, p. 441-6, May 2004.

ROSENTRITT, M.; BEHR, M.; LANG, R.; HANDEL, G. Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays. **Dent Mat**, Regensburg, v. 20, p. 463-469, 2004.

RUEGGEBERG, F.A.; CAUGHMAN, W.F. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. **Operative Den**, v. 18, p. 48-55, 1993.

RUEGGEBERG, F. A. ; CAUGHAN, W. F.; CURTIS Jr, J. W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **Operative Den**, v. 19, p. 26-32, 1994.

SANTOS Jr, G.C.; EL-MOWAFY, O.; RUBO, J. H. SANTOS, M. J. M. C. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. **J Can Dent Assoc**, v. 70, n. 5, p. 323-8, May 2004.

SANTOS Jr, G. C.; EL MOWAFY, O.; RUBO J. H.; SANTOS, M. J. M. C. Hardening of dual-cure resin cement and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. **J Can Dent Assoc**, v. 70, n.5, May 2004.

UCTASLI, S.; HASANREISOGLU, U; WILSON, H.J. The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. **J. Oral Rehab**, v. 21, p. 566-575, 1994.

WARREN, K. An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thickness of porcelain. **J. Oral Rehab**, v 17, p. 327-334, 1990.

WOOLSEY, G. D.; JOHNSON, W. M.; O'BRIEN W. J. Masking power of dental opaque porcelains. **J Dent Res**, v. 63, n. 6, p. 936-939, June 1984.

YEARN, J. A. **Int Dent J**, Factors affecting cure of visible light activated composites v. 35, p. 218-225, 1985.

APÊNDICES

APÊNDICE A: FOTOGRAFIAS



Figura 1 (esquerda): matriz aberta utilizada na confecção dos corpos-de-prova.

Figura 2 (direita): matriz aberta utilizada na confecção dos corpos-de-prova.

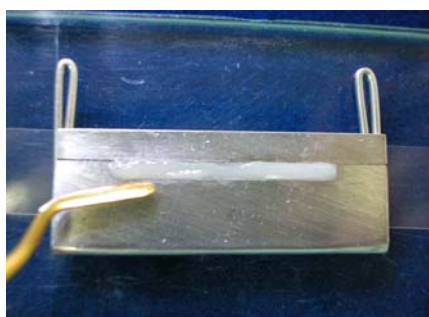


Figura 3 (esquerda): Inserção da primeira porção de resina composta na matriz.

Figura 4 (direita): Inserção da última porção de resina composta na matriz.

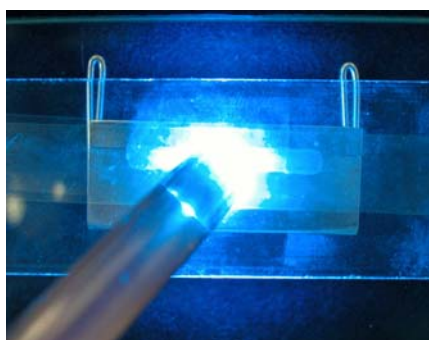
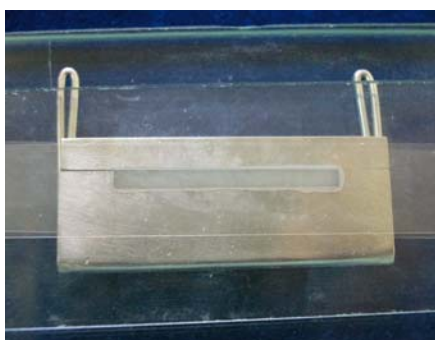


Figura 5 (esquerda): Escoamento do excesso e fotoativação do corpo-de-prova.

Figura 6 (direita): Escoamento do excesso e fotoativação do corpo-de-prova.



Figura 7 (esquerda): Abertura da matriz.



Figura 8 (direita): Remoção do corpo-de-prova.



Figura 9 (esquerda): Regularização do corpo-de-prova com lixa.



Figura 10 (direita): Máquina universal de testes modelo 4444.



Figura 11: Posicionamento do dispositivos de teste flexural.



Figura 12: Teste flexural do corpo-de-prova na máquina de ensaios.

APÊNDICE B: RELAÇÃO DOS TRABALHOS ELABORADOS DURANTE O CURSO DE MESTRADO: 2004 -2005.

Artigos completos enviados para publicação em periódico

HÜBBE, C. A. P.; MAIA, H. P. Influence of Composite Inlay/Onlay Thickness on Hardening of Dual-Cured Resin Cements. Journal of Oral Rehabilitation.

HÜBBE, C. A. P.; MAIA, H. P. Polymerization's effect, through different ceramic thickness, on a dual resin cement flexural strength. Journal of the Canadian Dental Association.